

METHOD AND APPARATUS FOR CALCULATING MAGNETIC STIMULUS

Publication number: JP2003180649 (A)

Publication date: 2003-07-02

Inventor(s): RUOHONEN JARMO, KARHU JARI +

Applicant(s): NEXSTIM OY +

Classification:

- international: A61B5/05; A61B5/055; A61N2/00; A61N2/02; A61N2/04; G01R33/28; (IPC1-7): A61B5/05; A61B5/055; A61N2/00; G01R33/28

- European: A61N2/02

Application number: JP20020299114 20021011

Priority number(s): FI20010002017 20011017

Also published as:

JP4313559 (B2)

US2003073899 (A1)

US6649040 (B2)

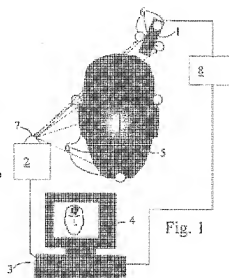
GB2382780 (A)

GB2382780 (B)

more >>

Abstract of JP 2003180649 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a completely new method suitable for estimating the comprehensive effect of stimulation to every skin zone. ; SOLUTION: The method is to measure the effect of magnetic stimulation to the human brain. The stimulation at different zones of the brain is measured by summing electric field intensities generated by respective stimulating pulses. The positions and alignments of the magnetic stimulating coil (1) relative to the head (5) are three-dimensionally measured individually for each added stimulating pulse. The number, repetition rate, and magnitude of the pulses generated by the magnetic stimulating coil (1) are measured individually for each pulse, based on other kinds of measurement such as a laminography or others or for example, bases on the information obtained from the still data base collected from a large number of patients. The coordinate data of the brain in the same coordinate system as the magnet stimulating coil (1) is substantially precisely measured, and based on the position data obtainable from the brain and the measured data calculated for the cumulative effect the electric field generated by the above magnetic stimulating coil (1), the cumulative stimulation amount of the electromagnetic radiation added to the above desired points within the brain is measured. ; COPYRIGHT: (C)2003,JPO



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
A 6 1 B	5/05	A 6 1 B 5/05	N 4 C 0 2 7
	5/055	A 6 1 N 1/42	Z 4 C 0 9 6
A 6 1 N	2/00	A 6 1 B 5/05	3 9 0 4 C 1 0 6
G 0 1 R	33/28	G 0 1 N 24/02	Y
審査請求 未請求 請求項の数19 O L (全 7 頁)			
(21) 出願番号	特願2002-299114(P2002-299114)	(71) 出願人	502149182 ネクスティム オサケユキチュア フィンランド国 00510 ヘルシンキ エ リメエンカトゥ 22 ベー
(22) 出願日	平成14年10月11日(2002.10.11)	(72) 発明者	ジャルモ ルオホーネン フィンランド国 01850 ヴェンター サ ハティエ 12 ベー 40
(31) 優先権主張番号	2 0 0 1 2 0 1 7	(72) 発明者	ジャリ カルー フィンランド国 70260 クオビオ バジ ュラーデンティエ 20 ベー
(32) 優先日	平成13年10月17日(2001.10.17)	(74) 代理人	100072051 弁理士 杉村 異作 (外1名)
(33) 優先権主張国	フィンランド (F I)		

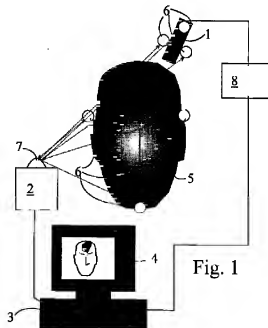
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気刺激法の計算方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 あらゆる皮質領域に対する刺激の総合的な効果を推定するのに適した全く新しい種類の方法を提供する。

【解決手段】 本発明は、人間の脳に対する磁気刺激の効果を測定する方法に関するものである。この方法によれば、個々の刺激パルスが発生する電界強度を総計することによって、脳の異なる部分における刺激量を測定する。本発明によれば、磁気刺激コイル(1)の頭部(5)に対する位置及び並列を3次元的に、加えた刺激パルス毎に別個に測定して、磁気刺激コイル(1)が発生するパルスの数、反復度、及び強度をパルス毎に別個に測定して、断層撮影のような他の種類の測定から、あるいは例えば多数の患者から収集した静止データベースから得られた情報にもとづいて、磁気刺激コイル(1)と同じ座標系における脳の座標データをほぼ正確に測定して、脳から入手可能な位置データ、及び前記磁気刺激コイル(1)が発生する電磁界の累積効果について計算した測定データにもとづいて、脳内の前記所望の点に加えた電磁放射の累積刺激量を測定する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 個々の刺激パルスが発生する電界強度を累積的に総計することによって、脳の異なる部分における刺激量を測定するステップを具えた、人間の脳に対する磁気刺激の効果を測定する方法において、磁気刺激コイル(1)の頭部(5)に対する位置及び整列を3次元的に、加えた刺激パルス毎に別個に測定するステップと、

前記磁気刺激コイル(1)が発生するパルスの数、反復度、及び強度を、パルス毎に別個に測定するステップと、

断層撮影のような他の種類の測定から得た情報、あるいは例えば多数の患者から収集した静的データベースにもとづいて、前記磁気刺激コイル(1)と同じ座標系における脳の座標データをほぼ正確に測定するステップと、脳から入手可能な位置データ、及び前記磁気刺激コイル(1)が発生する電磁界の累積効果について計算した測定データにもとづいて、脳内の前記所望の点に加わる電磁放射の累積刺激量を測定するステップとを具えていることを特徴とする磁気刺激効果の測定方法。

【請求項2】 前記計算した刺激量をシステムの操作者に対して図形的に可視化することを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記計算した刺激量の値を、磁気刺激によって施す治療の治療効果の評価に用いることを特徴とする請求項1または2に記載の方法。

【請求項4】 既知の生理学的効果を表現する重み係数を用いて、加えた刺激量の測定値に重み付けすることによって、前記計算した刺激量の値から有効刺激量を特定することを特徴とする請求項1〜3のいずれかに記載の方法。

【請求項5】 前記累積刺激量または前記有効刺激量を、前記方法における患者の安全性の監視に用いることを特徴とする請求項1〜4のいずれかに記載の方法。

【請求項6】 前記累積刺激量または前記有効刺激量を、異なる被験者または患者群に磁気刺激によって生じる生理学的効果の比較に用いることを特徴とする請求項1〜5のいずれかに記載の方法。

【請求項7】 磁気共鳴画像化によって脳の解剖図を記録することを特徴とする請求項1〜5のいずれかに記載の方法。

【請求項8】 前記刺激量を解剖画像上に可視化することを特徴とする請求項1〜6のいずれかに記載の方法。

【請求項9】 実時間で測定した前記刺激量を、実時間の監視に用いることを特徴とする請求項1〜7のいずれかに記載の方法。

【請求項10】 前記刺激量を実時間で監視して、脳のいずれかの領域または所定領域において、事前設定した刺激量の制限値を超えた場合に、刺激を加えることを終了することを特徴とする請求項1〜8のいずれかに記載

の方法。

【請求項11】 前記コイル(1)の位置を、加えた刺激パルス毎に別個に測定して、前記刺激量の計算結果を、磁気画像化の技法によって得られた脳の画像上に、色及び色調に符号化して表示することを特徴とする請求項1〜10のいずれかに記載の方法。

【請求項12】 コイル(1)を有する磁気刺激装置(8)と、表示装置(4)を有するコンピュータ(3)とを具えた、人間の脳のような生体組織を刺激するのに適した装置において、この装置が、

前記コイル(1)の位置及び整列を位置決めする位置決め装置(2,7)と、刺激の強度を個々のパルス間の相対値で測定し、そして刺激パルスを加えた瞬時についての情報を前記コンピュータ(3)に対して出力することが可能な測定装置(2)とを具えて、

これにより、前記装置が、前記コイル(1)の位置及び整列から、このコイルによって脳の異なる部分に発生する電磁界または電流の大きさを計算し、その後に、脳内の所望の位置における電界または電流の大きさを別個に総計することによって、前記刺激パルスを当てた後の刺激量の計算を実行することが可能であることを特徴とする生体組織の刺激装置。

【請求項13】 前記位置決め装置(2)が赤外光を用いて動作することを特徴とする請求項12に記載の装置。

【請求項14】 前記位置決め装置(2)を、前記コイル(1)及び頭部(5)の双方の位置及び整列を位置決めすべく適応させたことを特徴とする請求項11または12に記載の装置。

【請求項15】 加える刺激量の値についての最大限度を規定して、これにより、前記限度値を超過した際に、前記装置がシステムの操作者に即座に通知することを特徴とする請求項11〜13のいずれかに記載の装置。

【請求項16】 前記コンピュータ(3)の代わりに、他のあらゆる種類の計算装置を使用することを特徴とする請求項11〜14のいずれかに記載の装置。

【請求項17】 前記装置が、前記刺激パルス列の反復度によって前記刺激パルス列の刺激量に重み付けする手段を具えて、これにより、有効刺激量を計算することを特徴とする請求項11〜15のいずれかに記載の装置。

【請求項18】 前記装置が、システムの操作者が規定した累積刺激量または有効刺激量が脳の所定領域に正確に加わるように、前記コイル(1)を制御するロボット的な手段を具えていることを特徴とする請求項11〜17のいずれかに記載の装置。

【請求項19】 前記装置が、頭部(5)及び前記コイル(1)の位置と共に定める機構手段を具えていることを特徴とする請求項11〜18のいずれかに記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、請求項1の前文による磁気刺激量の計算方法、及び請求項1.2の前文による磁気刺激の計算装置に関するものである。

【0002】

【従来技術】本明細書に記載の方法及び装置は、電磁的手段による生物組織の刺激を通して生物組織に適用する測定、研究、及び療法に使用する。

【0003】慣例的技法を用いれば、電界を生物組織に誘導することによって、脳、末梢神経系、筋肉、及び心臓のような生物組織を刺激することが可能である。磁気刺激においては、電界の誘導は磁界を変化させることによって達成される。知られているように、電界が導体組織内に、組織を刺激する電流を発生させる。米国特許出願番号4,940,453、5,047,005、5,061,234、5,066,272、及び5,267,938には、磁気刺激にもとづく異なる種類の装置構成が記載されている。

【0004】磁気刺激は、危険及び苦痛なしに、人間の脳、末梢神経系、あるいは筋肉を刺激する方法を提供する。磁気刺激によって誘導される電流による神経系細胞の活性化は、複数通りに利用することができる。例えば、特定の皮質領域の刺激は、手の機能を制御する筋肉の収縮を生起させて、これにより、脳から筋肉への神経伝導の速度の測定を可能にする。他の特定領域の刺激は、例えば所定作業の実行中に、脳の通常機能に影響を与えて、これにより、異なる作業の制御に関係する皮質領域を位置決定するために用いることができる。さらに、高周波パルス列による脳の特定領域の刺激も治療効果を有し、例えば、うつ病を患っている患者が、前頭葉の皮質領域の刺激により症状が緩和されたことが報告されている。さらに、皮質の反応を調整するために磁気パルス列を用いることができ、例えば、刺激パルスの集束列の適用が、刺激パルス列の後に測定した反応遅延を短縮し得ることを示す研究報告書が公表されている。

【0005】刺激性の磁界は、導電線材料を巻いたコイルによって確立され、このコイルに短い継続時間の強い電流を通過させる。結果的に、コイルがその周囲に磁界を発生して、その強度はコイルからの距離が大きくなると共に急激に低下する。これに伴い、時共変磁界の生体組織に対する刺激効果も減衰する。コイルの周囲及びコイルの下の磁界パターンは、コイルの形状に依存する。磁気刺激は、コイルの位置の5-10mmほどの小さな範囲でも、あるいはコイルの方向の10°ほどの傾きでも、目標位置における刺激効果が50%も変化し得ることを特徴とする。刺激の大きさは、コイルに供給する電流パルスの幅幅または波形のいずれかを変化させることによって制御することができる。

【0006】複数の応用において、脳の所定領域を高周波の刺激パルス列によって刺激する。この種の応用につ

いての報告が、特定の公表物に見られる。例えばうつ病の治療においては、刺激は一般に20mA/s/sの割合で、約1分間与える。このパルス列は数回継続して、数日間与える。これらの応用のほとんどすべてにおいて、脳の適正な領域に刺激電流を発生させることは生命にかかわることであり、うつ病の治療においては、この領域は脳の前頭葉である。刺激から得られる治療効果またはその他の効果は、パルスの総数に依存する。その効果はさらに、加えるパルス列の周波数及びパルス列の継続時間に依存する。

【0007】刺激を高周波パルス列かつ/または高強度で脳の単一領域に与えれば、例えばだんかん発作の形で逆効果が生じ得る。慣例的には、刺激強度は、刺激の効果、手の動きを制御する領域における運動皮質の活性化に必要な刺激強度の大きい値と比較することによって測定する。この領域の反応は、皮質領域によって制御される筋肉の収縮にもとづく検出可能である。こうした刺激強度は、運動皮質の刺激しきい値と称する。なお、刺激しきい値未満の刺激強度を用いる際には、刺激に対する即時検出可能な反応が得られない。同様に、前頭葉全体のように多数の異なる皮質領域を刺激する際には、刺激に対する即時検出可能な反応を生じさせることなく、運動興奮刺激しきい値よりもさらに高い刺激強度を加えることができる。しかし、刺激をパルス列に加える場合には、刺激される皮質領域の機能に対する一時的あるいは長時間継続する変動効果が見られる。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】慣例的方法及び装置の使用の障害になる一つの問題は、これらの方法及び装置では、刺激強度あるいは脳の異なる部分における刺激量の正確な推定ができないことである。ここでは、刺激が所定しきい値を超え次第、刺激が容易に検出可能な生理的反応を喚起するので、運動皮質を刺激する以外には、他の領域では一般に、粗い評価さえも不可能である。

【0009】他の問題は、脳の異なる領域に関して異なる人どうしを互いに比較する際に、皮質の深が、かなり異なる距離に位置するということによって生じる。結果として、慣例的方法及び装置は、所望の目標領域における刺激電流の大きさを評価するためには不適当である。

【0010】従来技術及びシステム使用の障害になる第3の問題は、運動皮質に加える磁気刺激の強度の大きい値が、薬剤及び注意力のレベルのような複数の制御不能要因に大きく影響されるということである。さらに、目標領域を刺激する前の、目標領域によって制御される筋肉の緊張が、刺激しきい値の大きさを認められるくらいに低下させて得る。従って、単に刺激を運動活性化の刺激しきい値と比較するだけでは、皮質の他の領域に対する刺激の有効強度のゆがんだ見方を与え得る。同じ理由で、異なる被験者あるいは患者の脳に加える際には、加える電磁界の強度とその生理的効果の対応を確立

することができない。

【0011】慣例的方法及び装置の障害になる第4の問題は、試験中あるいは治療期間中にコイルを移動すれば、刺激の最大効果が皮膚の異なる部分に移動して、これにより、反応も元々意図したものから変化するということである。

【0012】本発明の目的は、上述した従来技術の短所をなくして、刺激を受けるべきあらゆる被験者について個別に、あらゆる皮膚領域に対する刺激の総合的な効果を推定するのに適した全く新しい種類の方法を提供することにある。本発明の目的は、加える刺激量を正確に計算し、そして進行中の刺激期間中にこの情報を蓄積する方法によって達成される。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明は、コイルが発生する磁界、及び頭部に対するコイルの位置及び整列（アライメント）を測定するステップと、人の頭部の解剖学的な画像から特定される皮膚領域に対する各刺激パルス後の電界を計算するステップとを具えている。これにもとづき、刺激量、刺激パルス列の期間中に脳に異なる部分に加わる電界値を総計した累積電界強度として計算する。これに加えて、有効刺激量は、加えるべき刺激量を加えた継続時間、及び加えるべき1秒当たりのパルス数を加えた継続時間を考慮に入れて計算することができる。

【0014】本発明は、頭部に対するコイルの位置及び整列を測定するために、電磁的あるいは光学的センサを有利に用いているが、他の位置決め方法も用いることができる。人間の頭部の解剖図は、磁気画像化によって測定することが有利である。コイルによって誘導される電界は、まずコイルが発生する磁界を計算することによって、非常に正確に有利に測定することができ、その上で、刺激を受ける被験者の頭部を表現する組織の導電性モデルを作成し、次にこのモデルを、組織内の電磁誘導による時共変の磁界が発生する電界を測定するための慣例の数学的方法にもとづく計算に利用する。この種の正確な計算モデルは、技術文献より既知である。

【0015】本発明は、脳の異なる部分に加えるべき刺激量の正確な評価、そして事前計算評価さえも促進する。この特徴は、刺激を治療的に加える際に、即ちあらゆる薬剤と同様に加える際に、特に人命上重要である。さらに、計算した累積刺激量及び有効刺激量の値を利用して、刺激から期待される治療的效果あるいは他の効果を評価することができる。

【0016】より詳細には、本発明による方法は、請求項1の特徴部分に記載したことを特徴とする。

【0017】さらに、本発明による装置は、請求項12の特徴部分に記載したことを特徴とする。

【0018】本発明は、大きな利点をもたらす。利点のうちの1つは、例えば治療期間中に必要な、所望の累積

または有効刺激量を正確に、所定の外被領域に加えることを特徴とする。

【0019】第2の利点は、検査期間中に、検査の安全マージン（余裕）を監視して、外被に加えた累積刺激量を測定する利便性であり、この累積刺激量は所定限度を超えるべきでなく、この所定限度では、安全上の点から磁気刺激を停止しなければならない。

【0020】第3の利点は、異なる被験者が受ける累積刺激量及び有効刺激量の評価を用いて、磁気刺激の患者に対する安全性を進展させ、かつ監視して、さらに、磁気刺激の効果を異なる人どうしの間で正確に比較することができる。

【0021】このようにして、累積刺激量または有効刺激量を加えることの計画及び実時間の監視は、磁気刺激にあり得る逆効果を最小化する手助けとなり得る。

【0022】以下では、図面を参照した好適な実施例の説明によって、本発明をより詳細に検討する。

【0023】

【発明の実施の形態】図1の装置では、頭部5に対するコイル1の位置及び整列（アライメント）が、位置決め装置2の手助けによって決まる。このようにして、コイル1並びに頭部の位置及び整列を正確に知った後は、コイルに供給する刺激電流の瞬時値を知った後に、コイル1が頭部の内部に発生する電磁界の有効範囲も特定することができる。この方法の使用は、コイルが発生する電磁界の三次元モデルからコイルの駆動電流の関数として得られる追加的な情報を必要とすることは明らかである。頭部5及びコイル1の測定位置座標をコンピュータ3に入力して、コンピュータ3は頭部5内に発生する電磁界を計算する。刺激期間中に加える電磁界強度及び刺激量をスクリーン4上に、システムの操作者に対して表示する。この刺激量は、いずれかの所望の点における、加えた電界・電流の総和として計算する。有効刺激量の計算において考慮に入れるべき要素は、刺激パルス列の反復度（周波数）、及び誘導電界の大きさにおいては、独立したパルス間にある差である。

【0024】コイル1を駆動する磁気刺激装置8は、加えた刺激の強度についての情報をコンピュータ3に入力する。ここでは、1回の刺激強度によって決まる電界を知れば十分である。これに加えてコンピュータ3は、刺激パルスの数及び印加周波数を監視するために使用する。このコンピュータは、刺激装置8によって加える刺激の強度及び刺激パルス列の開始瞬時を制御して、これにより、刺激量を加えること、及び脳におけるこの刺激量の効果の計算の自動化を可能にするともできる。

【0025】本発明の実施例は、脳内の電界強度を測定し、そして磁気共鳴画像化を用いて撮影した画像における色または色調によって、この電界強度を視覚化すべく適応させたものである。電界強度を刺激パルス毎に別個に測定した後には、これらの刺激パルスの累積効果を、こ

これらのパルスの効果を総計するか、あるいは経験によって得られた先験的な情報を用いるかのいずれかによって評価することができる。これらの技法によって、刺激期間の継続時間全体にわたって、刺激量を実時間で監視することができる。

【0026】本発明の範囲から逸脱することなく、上述した実施例とは異なる実施例を考案することができる。

【0027】本案の構成では、刺激装置8の操作者はまず、スクリーン4上の、患者の頭部から撮影したMRI画像において、刺激すべき外被領域を規定する。その上で、操作者は所望の累積刺激量または有効刺激量、及びこの刺激量の脳内の分布を事前設定する。コイルの実時間の位置決め、及び対話型のコンピュータソフトウェアの助けを借りて、操作者はコイル1を制御して最適位置にもっていき、その上で刺激を開始する。コンピュータソフトウェアはコイル1の位置及び整列の変化、並びに刺激パルスの振幅の変化を監視して、刺激量の分布を個々の刺激パルス毎に実時間で計算する。このソフトウェアは視覚化を含んで、コイル1を移動させること、あるいは刺激パルスの強度を変化させることを操作者に対話的に要求して、所望の刺激量を達成することができる。所望の刺激量を加えた後に、コンピュータ3は刺激を停止することを操作者に要求するか、あるいはこれらのステップを自動的に実行する。

【0028】さらに他の実施例では、磁気刺激装置8のコイル1を、コンピュータ3によって制御されるロボット（図示せず）に接続することができる。この構成は、所望の刺激量を自動的に加えることを可能にする。

【0029】さらに他の実施例では、検査または治療すべき人の頭部上に位置センサを付けて、このセンサの位置及び整列は、位置決めシステム2によって検知することができる。このセンサは、例えば眼鏡の柄に装着することができる。次に、同じ位置決めシステムを用いて、前記位置センサに対する頭部の解剖学的な標識点（ランドマーク）を位置決めする。これらの標識点は、MRI画像上で識別される。コイル1上には、コイルの位置及び整列を検知すべく適応させた第2位置センサを装着する。位置及び整列のセンサを、頭部5及びコイル1に共に装着して同時に測定する。この構成の助けを借りて、頭部5に対するコイル1の位置及び整列、及び予め選択した頭部の位置座標点を測定し、その上で、個々の座標変換技法を用いて、頭部のMRI画像上のそれぞれの点を識別することが可能である。前記位置決めシステムは、可視光、赤外光、あるいは電磁界の使用にもとづくものとする。頭部の基準点の数は、頭部の異なる側になんども3つでなければならない。慣例的には、これらの基準点は、左右の耳の鼻根前方のいわゆる耳介前方点、及び鼻の切れ目または鼻根点であるように選択する。図では、位置センサを基準点6で表わしている。各センサは、3次元空間内での正確な識別を行う

ための少なくとも3つの基準点6を具えなければならぬ。これらの基準点は、アンテナ7が放出する信号を戻す単純な反射器のように完全な受動型とするか、あるいはまた、基準点6に、適切な電磁放射の波長帯域で動作する能動型の送信機を設けることができる。これらの基準点の位置は、例えば、送信の位相、あるいは基準点と位置決めシステムのアンテナ7との間の遅延にもとづくものとすることができる。

【0030】上述したものに對する本案の構成として、本発明は、コイル1の位置が、このコイルに接続したロボットのような機構系の位置座標から決まるように実現することができる。同様にして、頭部の位置座標も、頭部5を支持アーム等により所定点で支持することによって得ることができ、これにより、ロボット型のアクチュエータのような機構手段を、頭部5とコイル1の双方の互いに対する位置及び整列を定めるために用いることができる。

【0031】電界によって生じる刺激量の効果の3次元空間における計算を以下に説明する。

【0032】脳の所定点 (X, Y, Z) に加わる磁気刺激量は、この点に加わる刺激パルスの電界 E の関数である。単一パルスの刺激量への寄与は次式のように計算される。

【0033】

点 X, Y, Z における刺激量 $= \int f(E(X, Y, Z, t)) dt$
ここで、積分は磁気刺激パルスの継続期間にわたって実行する。関数 f は次のように定義することが有利である。 $|E| > E_T$ である際には、 $f = |E|$ 、ここに E_T はしきい値である。それ以外は $f = 0$ 。多数のパルスの有効刺激量の組み合わせは、個々のパルスの刺激効果の総和として計算することが有利である。

【0034】しきい値 E_T は、例えば、運動皮質に加えた電界強度の半分に規定することが有利であり、これは平均的には、生理学的に正常な被験者における検出可能な運動反応を生じさせる値である。一般に、このしきい値の電界強度は100V/mのオーダーである。異なる応用の必要性に応じて、刺激量の計算関数 f を上記以外に選択することができる（例えば、 $|E| > E_T$ である際に $f = |E|^p$ 、ここに E_T はしきい値である。それ以外は $f = 0$ ）。そして特定の応用では、経頭蓋の磁気刺激(TMS)パルスの反復度を刺激関数のパラメータとして与えることができる。図では、位置センサを基準点6で表わしている。各センサは、3次元空間内での正確な識別を行う

【0035】ベクトル特性を有する電界 E は、所定瞬間において慣例の方法で次式のように計算することができる。

$$E(X, Y, Z, t) = -\partial A(X, Y, Z, t) / \partial t - \nabla V(X, Y, Z, t)$$

【0036】上式では、コイルが発生するベクトルポテンシャル A は、電磁界の文献に記載された方法を用いて

計算する。この計算のためには、コイルの幾何学的形状、点X、Y、Zに対する位置、並びにコイルを通過する電流パルスのパラメータについての情報が必要である。また電位Vも、技術文献より既知の方法を用いて、ラプラス方程式 $\nabla^2 V = 0$ を解くことによって計算される。計算のためには、頭部組織の導電性の幾何学的形状も既知でなければならない。最も正確な結果は、有限要素法を、被験者の頭部の異なる領域についてのMRI画像から推測した導電性のデータと組み合わせて用いることによって達成される。

【0037】治療または研究期間の有効刺激量は基本的には、(上述したように)刺激パルス列の個々のパルスによって刺激量を総計することによって計算できるが、次式のように、パルス列の個々のパルスを隔てる間隔を考慮に入れることによって、有効刺激量の計算を改善することも必要である。

【0038】点X、Y、Zにおける有効刺激量 $= \sum (F \times \int f(E(X, Y, Z, t)) dt)$

ここに、Fは刺激パルスの反復度に応じた値を有する係

数であり、刺激は、刺激パルス列中のパルスの継続時間にわたって総計する。関数fは上述したものと同一である。Fの値はパルスの反復度と共に増加する。磁気刺激の文献調査により、1Hz未満のパルス反復度については $F = 1$ 、10Hzのパルス反復度については $F = 2$ 、20Hzのパルス反復度については $F = 4$ 、そして30Hzのパルス反復度については $F = 6$ という妥当な仮定が可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】 刺激量計算に適した装置のレイアウトを示す図である。

【符号の説明】

- 1 コイル
- 2 位置決め装置
- 3 コンピュータ
- 4 スクリーン
- 5 頭部
- 6 基座
- 7 アンテナ
- 8 磁気刺激器

【図1】

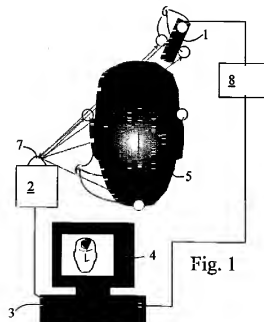


Fig. 1

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C027 A10 D000
4C096 A18 A50 A01 BA18 DC14
DC23 DC37 D007 FC20
4C106 A06 B024 B025 C003 FF11
FF12 FF16